POLYMERISATION DE LA RESINE

EN PROTHESE ADJOINTE PARTIELLE METALIQUE

RESIN POLYMERIZATION OF REMOVABLE PARTIAL DENTURES

AUTEURS :

Dr. J. SLAOUI HASNAOUI: Résidente au Service de Prothèse Adjointe

Pr. F. BENFDIL: professeur assistant en prothèse adjointe

Pr. A. ABDEDINE: Professeur de l'Enseignement Supérieur, Chef de Service de Prothèse adjointe



Résumé

La polymérisation de la résine en PAPM peut se réaliser par quatre méthodes : La résine pressée classique ou par micro-ondes, la résine coulée et la résine photopolymérisée.

Ce travail décrit les séquences de polymérisation en détaillant et comparant celles de la mise en moufle conventionnelle et la méthode des clés, discute l'éventuelle interaction de ces méthodes avec l'intégration physique et biologique de la PAPM dans le milieu buccal en se basant sur les résultats des études menées in vivo et in vitro de la littérature et conclut par des recommandations utiles pour la polymérisation en PAPM.

Mots clés : Prothèse Adjointe Partielle Métallique - Polymérisation – Résine Acrylique.

INTRODUCTION

Comme toute prothèse, la qualité d'adaptation et d'intégration de la prothèse adjointe partielle métallique (PAPM) dépend de la précision dans les différents enregistrements entrepris en clinique et du respect de la chaîne technologique au laboratoire, entre autre l'étape de la polymérisation des selles en résine.

Ce travail s'intéresse aux méthodes de polymérisation des résines utilisées pour la réalisation des selles prothétiques en PAPM, et discute l'éventuelle interaction de ces méthodes avec l'intégration physique et biologique de la PAPM dans le milieu buccal.

I- METHODES DE POLYMERISATION EN PAPM

Les résines utilisées en PAPM sont des résines acryliques dont la formule chimique de base est le polyméthylméthacrylate. La réaction de polymérisation est une réaction par addition dite également polymérisation radicalaire, conduisant, à partir de la répétition d'unités de monomère (Méthylméthacrylate MMA), à la formation de macromolécules : Les polymères (PMMA) [12].

Selon la nature de l'initiateur de cette réaction, on distingue :

1. Les résines thermopolymérisables : La polymérisation est induite par la chaleur (dans un bain thermostaté classique ou un four à micro ondes) ;

2. Les résines autopolymérisables ou chémopolymérisables : La polymérisation est induite par un agent chimique à froid ;

3. Les résines photopolymérisables : Dont la polymérisation est induite par des photoinitiateurs (ex: camphroquinone).

Les méthodes les plus connues sont La ***méthode de résine pressée classique*** (utilisant les résines thermopolymérisables) et la ***méthode des clés*** (utilisant les résines autopolymérisables) alors que la photopolymérisation et la polymérisation induite par micro-ondes restent relativement nouvelles.

I-1- METHODE DE LA RESINE PRESSEE CLASSIQUE

Le protocole est globalement semblable à la polymérisation de la prothèse amovible complète.

Selon ***LEJOYEUX***[17]***,*** trois méthodes sont décrites :

- Technique directe : C'est le procédé de choix, il consiste à fixer correctement la maquette en cire sur le modèle, **de telle sorte que les dents soient incluses dans le plâtre mais que la cire soit apparente**. Elle supprime tout risque de surocclusion ou de variation dans la position des dents.

- Technique indirecte : **Les dents et l'extrados de la future prothèse ne seront pas recouverts de plâtre** au cours de la mise en place dans la partie inférieure du moufle ; elles se retrouveront automatiquement investies dans la contrepartie.

- Technique mixte combinant les deux techniques.

Nous proposons d'illustrer les séquences de la technique mixte, pour une PAPM maxillaire présentant un édentement terminal gauche et un édentement encastré droit:

La mise en moufle

- Après nettoyage des dents artificielles, finition de la cire, isolation de la base du modèle par un vernis et lubrification de la base du moufle ; le modèle est essayé dans la partie du moufle de telle façon que les parois de ce dernier soient situées à 1cm au moins des faces vestibulaires des dents artificielles (fig. 1) ;

- La partie du moufle est remplie de plâtre et le modèle, avec le châssis et le montage sur cire, y sont placés. Le plâtre est lissé de façon à combler toutes les contres dépouilles périphériques. (fig. 2)

- Une fois que le plâtre a pris, la surface exposée est isolée à l'aide d'un vernis (fig. 3) et une deuxième quantité de plâtre est apportée pour recouvrir le modèle, le châssis métallique et les dents artificielles.

Remarque : A la place du plâtre, un élastomère (silicone) peut être utilisé en le disposant sur les dents prothétiques et en prenant le soin de dégager les surfaces occlusales pour permettre le contact intime entre celles-ci et le plâtre de la contrepartie du moufle.

Ceci permettra une séparation plus aisée des deux parties du moufle, une réaction plâtre résine moindre et une reproduction fidèle des fausses gencives tout en garantissant une bonne immobilisation des dents prothétiques lors de la pressée de la résine.

- En dernier lieu, le moufle est refermé et la contrepartie est remplie de plâtre (fig. 4).

Ebouillantage

Après prise complète du plâtre, le moufle est placé dans l'eau bouillante pendant 5 minutes, puis ouvert délicatement dans le sens vertical. L'élimination de la cire ramollie se fait à l'aide d'une spatule et se complète par un passage rapide des parties du moufle dans l'eau bouillante et par le nettoyage du châssis et des dents prothétiques par une brosse (fig. 5a. 5b).

Préparation et bourrage de la résine

Lorsque les dents sont en résine, leur rétention est améliorée par des fraisages réalisés au niveau des talons des dents prothétiques en résine. Puis un vernis est étalé délicatement autour des dents artificielles et sous les selles du châssis métallique avant la préparation de la résine.

La préparation de la résine proprement dite se fait par le malaxage du liquide et de la poudre de la résine dans un récipient en verre, en respectant les indications du fabricant. Lorsque la résine atteint la phase plastique, une quantité est appliquée sur les selles par pression digitale et une autre quantité sur les dents (fig. 6).

Le moufle est fermé puis mis sous pression, augmentant progressivement, jusqu'à réduction maximale des excès de résine et fermeture complète du moufle. Ce protocole permet de réduire les risques ultérieurs de surélévation de dimension verticale[22].

Le moufle est mis sous presse à 1,4 bar pendant 20 minutes, puis immergé dans l'eau dont la température est progressivement portée à 75°C pendant 3 heures, suivie d'un palier d'une heure à ébullition à 100°C. D'autres cycles de polymérisation plus courts et différents ont été proposés mais les principes de base restent les mêmes.

Demouflage et finition de la résine

Après refroidissement progressif du moufle, on procède au démouflage.

La prothèse est séparée du modèle de travail, cassé dans la majorité des cas (fig. 7), les excès de résine ayant fusé à la périphérie sont éliminés, puis l'extrados est soigneusement poli (fig. 8). L'intrados est examiné et, contrairement à l'extrados, il n'est pas poli ; seules les aspérités saillantes sont adoucies.

I-2- METHODE DES CLES

Cette technique utilise la résine autopolymérisable pour la réalisation des selles prothétiques, (ex Dentaplast auto[R]) et le plâtre dur ou le silicone lourde viscosité pour la réalisation des clés (ex :

Silicone EXAKTOSIL[R]).

Une fois l'essayage esthétique est réalisé, le prothésiste procède aux étapes suivantes [5]:

- ***Réalisation des encoches*** de dépouille sur l'entablement du socle du modèle garantissant l'exactitude du repositionnement des clés surtout dans le cas d'édentement terminal de longue étendue (fig. 9).

- ***Isolation:*** Application d'un isolant (ex isoplast de bredent[R]) sur les dents prothétiques et la maquette en cire, et séchage à la température ambiante pendant 5 minutes.

- ***Montage des dents dans les clés :*** Les clés en plâtre (ou en silicone haute viscosité) recouvrent les dents prothétiques et l'extrados de la maquette en cire sauf en palatin (fig.10a et 10b) ; le plâtre pris, la cire des dents prothétiques est éliminée par passage du modèle dans de l'eau bouillante, et par un jet de la vapeur chaude sur le modèle, le châssis, et les clés (fig.11a).

  Lorsque les dents sont en résine, des rétentions sont réalisées sur la base des dents prothétiques avec application du monomère pour activer la liaison chimique entre la résine des dents artificielles et la résine de la base prothétique ; Puis le châssis et les clés portant les dents artificielles seront repositionnées sur modèle, (fig. 11b).

- ***Mise en œuvre de la résine :*** La résine préparée (consistance demi épaisse en suivant les consignes du fabricant) sera coulée dans l'espace dégagé entre les dents prothétiques et le châssis métallique (fig. 12) (Pour Dentaplast, dans la minute qui suit la préparation, la résine sera coulée).

- ***Polymérisation :*** 10min après la coulée, la résine devient élastique et prend une consistance plus ferme. Le modèle est mis dans une cocotte sous pression (2 à 6 bars) pendant 20 minutes à une température de 50 à 55°C pour diminuer le taux de porosités et du monomère résiduel.

  Ensuite les clés sont éliminées et le modèle peut être récupéré intact.

- ***Finition et polissage*** de la prothèse par des meulettes en caoutchouc puis son nettoyage dans un bain à ultrasons (fig. 13).

I-3- METHODE DE POLYMERISATION PAR MICRO-ONDES

C’est une méthode de résine pressée dont la polymérisation est réalisée dans un four à micro ondes, au lieu d’un bain thermostaté. Le protocole de la polymérisation est sensiblement identique à celui de la méthode classique.

le matériel nécessaire est :

- Un moufle laissant pénétrer les micro-ondes avec des vis pour la fermeture (moufle BMF DE Classico Odontological goods ltd) ;
- Un four à micro-ondes avec un plateau tournant ; (un four continental AW- 42^{R} avec 2,450hz de fréquence et 900W de puissance).
- Une résine thermopolymérisable spéciale pour polymérisation induite par micro-ondes (ex: Résine Onda Cryl^{R} ,GC Acron™ Mc) et un plâtre compatible avec les micro-ondes.

La mise en moufle s’effectue de façon classique. Une fois le plâtre a durci, si on utilise un moufle résistant aux micro-ondes, il est possible de le placer dans le four à micro-ondes pendant une minute sur puissance élevée pour entamer le processus d'élimination de la cire. Ensuite se débarrasser de la cire, laisser refroidir la surface du plâtre pendant 5 min environ. Ceci permet à la vapeur de s’échapper.

Après la préparation et la mise en place de la résine, le moufle spécial micro-ondes est fermé.

Les essais de fermeture sont répétés deux ou trois fois de suite pour éliminer le surplus de la résine. Pour refermer le moufle, les vis (fournies par le fabricant) sont introduits dans les trous, une pression est appliquée avec la presse du moufle et les vis sont serrées sous pression constante à l'aide d’une clé (fournie également par le fabricant).

Puis la résine polymérise dans le four en appliquant le cycle de cuisson et de refroidissement Compatible (ex: pour Onda Cryl^{R} le cycle de polymérisation est de 3 minutes à 360W ; 4 minutes de repos et 3 minutes à 810 W puis 2 heures pour le refroidissement du moufle) [7].

Le démoulage et le polissage s’effectuent de façon classique.

I-4-METHODE UTILISANT LA RESINE PHOTOPOLYMERISABLE

Les résines photopolymérisables étaient initialement proposées pour des réparations cliniques ou des rajouts de résines pour des bases prothétiques sous étendues ; mais grâce à leur manipulation facile et vu leur caractère moins toxique ; l'indication de cette méthode s'est élargie pour englober la réalisation de prothèses adjointes complètes et partielles (provisoire ou métallique), surtout pour des patients sensibles au Polyméthacrylate de méthyle[24].

Le matériau utilisé est à base d'une autre molécule : l'Uréthane diméthacrylate et des grains microfins de silice [19].La polymérisation se fait par exposition à une lampe diffusant une lumière de longueur d'ondes comprises entre 400 et 500nm du spectre de la lumière visible. Cette exposition permet une polymérisation sur 5 à 6mm de profondeur, ce qui implique la polymérisation de la base prothétique couche par couche.

DISCUSSION

Selon les propriétés des résines autopolymérisables et thermopolymérisables éditées par G .Burdairon [4]: **Les résines thermopolymérisables présentent des propriétés physiques plus élevées par rapport à celles autopolymérisables.**

Une étude menée par DELCROIX et coll[8]. Portant sur la **qualité d'adaptation et la stabilité dimensionnelle** des résines autopolymérisables par rapport aux résines thermopolymérisables en prothèse amovible complète a aboutit au résultat suivant : La déformation d'une plaque base réalisée en résine autopolymérisable est considéré comme négligeable, six fois moindre qu'avec la résine acrylique thermopolymérisable. En effet SCHROEDER, dés 1957, a expliqué le phénomène de la rétraction de la résine thermo à la sortie du moufle par une contraction thermique de la masse au cours du passage du 100C° à la température ambiante. Les prothèses polymérisées à froid s'adaptent de manière précise et conservent parfaitement leur forme en raison de l'absence de tensions internes.

Il est prouvé que pour les deux types de résines (auto et thermo), le taux de monomère résiduel est un facteur déterminant dans **les propriétés mécaniques**[11-10] ; car en plus du fait qu'il joue le rôle de plastifiant pour le polymère, il contribue à la formation de porosités et augmente le pourcentage d'absorption d'eau.

Il est également démontré que pour les résines thermopolymérisables, l'augmentation du temps de cuisson améliore la limite d'élasticité, diminue le taux de monomère résiduel mais n'a pas d'effet sur l'allongement à la traction. Alors que, pour les résines autopolymérisables l'augmentation de la température permet de diminuer le taux de monomère résiduel, sachant aussi que le taux de ce dernier est proportionnel à l'épaisseur de la plaque prothétique. En effet il y a plus de monomère résiduel dans les plaques épaisses que dans les plaques fines. Nous déduirons que **les propriétés mécaniques sont influencées par les conditions de réalisation**[11-10]**.**

Une étude de surface des résines[9] utilisées en prothèse amovible par microscopie électronique à balayage menée par PH. DELCROIX a montré que l'état de surface dépend de la composition chimique de la résine et de la technique de polymérisation ; à titre d'exemple pour les résines étudiées, la technique de pressée classique présente un état de surface homogène où les billes de polymère sont bien dissoutes par le monomère alors que pour la résine chémopolymérisable étudiée, la surface à grossissement élevé (x200 ,x500 ,x1500) présente des craquelures des billes de polymère dont la forme laisse supposer qu'elles ont déjà été dépolymérisées mais la cohésion entre les billes est excellente. Ainsi DELCROIX a déduit un lien entre les qualités mécaniques des résines qu'il a étudié et l'homogénéité de leur surface : **Plus l'homogénéité est importante, plus les propriétés mécaniques et physiques seront identiques au niveau de tous les points de base**.

Concernant **la stabilité chimique**[20], l'étude menée par M .POSTAIRE sur dix résines auto et thermopolymérisables a confirmé que **les résines présentent une bonne stabilité chimique intrinsèque lorsqu'elles sont mises en œuvre selon des procédés précis et rigoureux.**

Ceci dit, il est intéressant d'insister sur le fait que l'ensemble des travaux menés par DELCROIX et POSTAIRE étudient la polymérisation des résines auto dans un moufle, ce qui est un point de démarcation par rapport à la méthode des clés ; cela confère aux études menés sur les résines auto issues d'une polymérisation par clés toutes leurs importance scientifique.

Des études, intéressant le caractère cytotoxique des résines acryliques, ont confirmé que le monomère résiduel a le potentiel de causer des irritations, des inflammations, des allergies, des érythèmes, des érosions de la muqueuse buccale et des sensations de brûlures de la muqueuse et de la langue.

Une étude, in vivo menée par S.BAKER, S.C. BROOKS, and D.M.WALKER[1] mesurant le monomère dans la salive des personnes dentées volontaires portant des plaques palatines en résine auto et thermo par la méthode de chromatographie gaz-liquide, a démontré que :

- Le monomère est détecté dans la salive des volontaires portant des plaques en résines autopolymérisables et des plaques en résine thermopolymérisables cuites à 70C° pendant 1h, mais il est absent dans la salive des volontaires portant des plaques en résines thermopolymérisables cuites à 70 C° pendant 3h ;

- Le monomère résiduel dans la plaque prothétique (MMA R) ne diffuse pas totalement dans la salive puisqu'il n'y a pas de corrélation entre la quantité de ce dernier et la quantité du monomère relargué dans la salive (mma r) ;

- La concentration maximale du (mma r) se trouve au niveau du film salivaire de la surface de contact entre la plaque prothétique et la muqueuse, alors qu'elle reste beaucoup moindre dans la totalité de la salive ; d'où l'expression de l'hypersensibilité ou la réaction allergique au niveau de cette surface de contact ;

- La concentration du monomère dans la salive diminue dans le temps, mais le mécanisme de cette diminution n'est pas identifié ;

- Aucune trace de monomère n'a été détectée dans le sang ou les urines pour la résine thermo et autopolymérisable.

Une lecture des articles publiés depuis 1973 jusqu'à 2000 sélectionnés à partir de MEDLINE SEARCH (US NATIONAL LIBRARY OF MEDLINE) sur la cytotoxicité des résines acryliques utilisées dans les bases prothétiques, comparant les différents types de résines et les différentes méthodes et cycles de polymérisation[15-18], a permis également de déduire que :

Le degré de Cytotoxicité dépend :

- **Du rapport polymère /monomère :** Plus l'apport de monomère est important dans le mélange, plus la quantité de monomère résiduel augmente et par la suite le potentiel cytotoxique ;

- **De la durée de stockage et d'immersion dans l'eau :** Sheridan et coll[20]. ont rapporté que l'effet cytotoxique de tous les types des résines acryliques (auto ; thermo ; ou photo) est plus important pendant les premières 24h après la polymérisation et diminue dans le temps d'où l'intérêt d'immerger la prothèse dans l'eau pendant au moins 24h après polymérisation pour minimiser l'effet cytotoxique avant insertion en bouche, il est également recommandé en cas d'utilisation de résine autopolymérisables de l'immerger dans de l'eau à 50C° pendant 60min pour diminuer le relargage du monomère résiduel ;

- **Du cycle de Polymérisation :** Kedjarun et coll[14]. confirment que plus le cycle de polymérisation est long avec une température élevée plus le taux de monomère résiduel est faible. Harrison et Huggett[13] ont constatés que le monomère résiduel est plus faible pour des résines thermopolymérisée selon un cycle de cuisson long par rapport au cycle de cuisson court.

  Vallitu et coll. comparant le monomère des résines auto et thermo ont aboutit à la conclusion suivante : **Les résines auto présentent un taux plus élevé de méthacrylate de méthyle résiduel que les thermo.**

- **De la méthode de polymérisation :** Les auteurs, basés sur des études menées in vitro sont unanimes sur le fait que **la résine autopolymérisable est plus toxique que la résine thermopolymérisable qui est à son tour plus toxique que la résine dont la polymérisation**

est induite par micro onde [20].

Ceci dit sur **le plan pratique**, nous avons constaté que la méthode des clés permet un gain de temps considérable et une facilité de réalisation par rapport à la technique de résine pressée qui s'étalent sur de multiple étapes de laboratoire avec des cycles de cuisson long et des retouches importantes après la polymérisation.

Sachant que les études ont montrés que la polymérisation par micro-ondes[6-21-16-2-3] peut nous offrir un temps de polymérisation réduit, un taux de monomère résiduel moindre par rapport aux résines thermopolymérisables classiques, un état de surface de résine satisfaisant homogène, des propriétés mécaniques meilleures que les résines classiques, un taux de porosités acceptable si utilisation de résine spéciale pour micro-ondes et si le voltage et la durée de cuisson recommandés par le fabricant sont respectés ; l'investissement dans cet équipement ne serait il pas justifié pour obtenir des PAPM plus biocompatibles dans les plus bref délais ?

CONCLUSION

A la lumière de ces données et en tenant compte des limites des études menées in vitro, nous pouvons conclure par les recommandations suivantes :

- La nécessité d'une anamnèse poussée pour déceler tout risque d'allergie ;
- La rigueur et le respect des recommandations des fabricants quelques soit le type de résines ou de technique adoptées ;
- Préconiser la polymérisation par résine pressée (classique ou par micro-ondes) surtout en cas d'édentement de longue étendu ou d'édentement terminal ;
- Utiliser la technique des clés pour des édentements de faible étendu ;

- En cas de risque d'allergie à la PMMA, indiquer la photopolymérisation de résine composite hypoallergique ;

- Immersion de la PAPM dans l'eau 24h avant insertion en bouche ;

- Contrôle périodique des prothèses pour évaluer l'évolution du biomatériau de base et son interaction avec le milieu buccal.

Bibliographie

1. **Baker S.Brooks C..Walke D.** the release of residual monomeric methyl methacrylate from acrylic appliances in human mouth: an assay for monomer in saliva. *J dent res 67:1295-1299.*
2. **Barbosa D; Compagnoni M; Leles C.** Changes in occlusal vertical dimension in microwave processing of complete dentures. Braz. *Dent. J. vol.13 no.3 Ribeirão Preto 2002*
3. **Bafile M,. Crasser G. L.myers M. Li H**. Porosity of denture resin cured by microwave energy. *J prosthet dent 1991; 66:269-74.*
4. **Burdainron G**. Abrégé de biomatériaux dentaires. *Paris Ed Masson 1980 :247-266*
5. **Cold Dentaplast Resin** .Mode d'emploi. *Bredent .*
6. **Compagnoni M .Barbosa D., Souza R. Pero A .** The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin. *J prosthet dent 2004;91:281-5*
7. **Delcroix Ph .Postaire M.** A propos de différentes techniques de mise en moufle et de polymérisation 1ere partie. *Atd vol 2 (4) août 1991:229-236*
8. **Delcroix Ph. Postaire M. Raux D**. Résines acryliques autopolymérisables et prothèse adjointe complète. *Cah de prothèse n°47 sept 1984 :93-107*
9. **Delcroix Ph**. Etat de surface des résines utilisées en prothèse adjointe. *Cah de prothèse 75 sept 1991 :71-76*
10. **A Dogan , B Bek. N.Cevikt . A Usanmaz.** The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. *J .dent. 1995; 23: 313- 318.*
11. **Duymus Zy.Yanikoglu, Nd** .The investigation of solubility values,water sorption and bond strength of auto-polymerising and heat-polymerising acrylic resin materials *Eur J Prosthodont Restor Dent. 2006 Sep;14(3):116-20*

12. **Esclassan R, Esclassan E, Lacoste F, Guyonnet** *J. Encyclopédie Medico Chirurgicale 2004 23-310-F-10 .*
13. **Harrison A, Huggett R;** effect of the curing cycle on residuel monomer levels of acrylic resin denture base polymers. *J. dent 1992;20:370-4*
14. **Kedjarune U, Charoenworaluk N.** release of methyl methacrylate from heat- cured and autopolymerized resins : cytotoxicity testing related to residual monomer. *Aust dent J 1999; 44:25-30*
15. **Jorge J , Giampaolo E. et coll.** Cytotoxicity of denture base acrylic resins: A literature review. *J. prosthetic dentistry 2003, 90: 190-3.*
16. **C. -P. Lai, M. -H. Tsai, M. Chen, H. -S. Chang and H. -H. Tay.** Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath *Dental Materials Volume 20, Issue 2 , 1 February 2004, Pages 133-141*
17. **Lejoyeux J.** Polymérisation. Restauration prothétique adjointe de l édentation partielle. *Paris deuxième édition maloine éditeur 1980p : 698-707*
18. **Leggat A. Kedjarune U.** Toxicity of methyl methacrylate in dentistry. *International dental journal 2003; 53:126-131.*
19. **Naomitanoue. Kiyoshi nagano. Hideo matsumura.** Use of a light-polymerized composite removable partial denture base for a patient hypersensitive to poly (methyle methacrylate), polysulfone and polycarbonate: a clinical report. J*ournal of prosthetic dentistry 2005;93: 17-20*
20. **Sheridan Pj, Koka S et coll .** cytotoxicity of denture base resins. *Int J Prosthodont 1997 ; 10: 73-7*
21. **Postaire M.** Etude de la stabilité chimique intrinsèque des résines pour prothèse adjointe. *AOS n° 173 mars 1991*
22. **Rached R. Powers J. Del Bel Cury A.** Repair strength of autopolymerizing, microwave, and conventional heat-polymerized acrylic resins. *J prosthet dent 2004; 92:79-82.*
23. **Rudd K, Morrow R, Eissmann F.** flasking processing, deflasking and finishing. *In* Rudd D.Morrow M.Knigntb G. Dental laboratory procedures: removable partial dentures. *London the C.V MSBY COMPANY 1981.vol 3 :363-399*
24. **Souza J et al.** Influence of cobalt R chromanium metal framework on surface roughness and knoop hardness of visible light-polymerized acrylic resins. *J appl oral sci .2006;14 (3):208-12*



Fig. 1. Mise en place du modèle dans la partie du moufle.



Fig. 2. Mise en moufle indirecte : Les dents et l'extrados de la future prothèse ne seront pas recouverts de plâtre.



Fig. 3. Isolation par un vernis.



Fig. 4. Remplissage de la contrepartie du moufle.




Fig. 5a.5 b Nettoyage du châssis et des dents prothétiques.



Fig. 6. Bourrage de la résine.



Fig. 7. Modèle de travail cassé après mise en moufle et PAPM présentant des excès de résine périphérique.



Fig. 8. PAPM après polissage et finition prête pour l'insertion en bouche.



Fig. 9. Trois encoches de dépouilles réalisées sur l'entablement du socle du modèle.

	
Fig. 10a. Réalisation des clés en plâtre recouvrant les dents prothétiques et l'extrados de la maquette en cire.	*Fig. 10b. Les clés en plâtre épargnent la face palatine de la maquette en cire.*

	
Fig. 11a. L'élimination de tous les résidus de la cire au niveau du modèle, du châssis, des dents prothétiques et des clés	*Fig. 11b. Les clés portant les dents artificielles seront repositionnées sur modèle.*



Fig. 12. La résine coulée dans l'espace dégagé entre les dents prothétiques et le châssis métallique.



Fig. 13. ***Finition**, nettoyage **et polissage** de la prothèse.*

Abstract

Four methods can be used for the polymerization of removable partial dentures: Water-bath or microwaving polymerization, autopolymerization and light polymerisation.

This article describe sequences of polymerization especially by detailing and comparing water-bath and autopolymerization ; discuss the interaction of those methods with the physical and biological integration of the removable partial denture basing that on literature studies in vivo and in vitro ; and conclude with useful recommendations for polymerization of PAPM.

Key-words: Removable partial denture – polymerization –acrylic resin

Nous tenons à remercier le laboratoire de prothèse dentaire (labo 2000) qui a contribué à la réalisation de ce travail.